บทที่ 2
ทฤษฎีพื้นฐาน

2.1 การคำนวณรังสีภายในร่างกาย (internal radiation calculation)

การใช้สารกัมมันตรังสีในการการตรวจวินิจฉัยและรักษาโรคทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ส่วนใหญ่เป็นการใช้สารกัมมันตรังสีในรูปของเภสัชรังสี (radiopharmaceuticals) นำเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วย ทำให้เกิดการกระจายพลังงานของรังสีในอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกาย ซึ่งผลของรังสีจะเกิดกับอวัยวะภายในร่างกายมากน้อยเพียงใดขึ้นอยู่กับพลังงานรังสีที่อวัยวะดูดกลืนไว้ (absorbed dose) ทั้งนี้พลังงานรังสีที่อวัยวะหรือเนื้อเยื่อดูดกลืนไว้ได้ ควรเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของการใช้สารกัมมันตรังสีนั้น ๆ ว่าเป็นการใช้เพื่อการตรวจวินิจฉัยโรค หรือเพื่อการรักษาโรค

การคำนวณปริมาณรังสีในร่างกาย ทำเพื่อประเมินผลของรังสีที่ให้เข้าสู่ร่างกายว่าเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของการใช้งานหรือไม่ นั่นคือถ้าต้องใช้รังสีเพื่อการรักษาโรค ต้องมีการวางแผนและคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนเพื่อกำหนดว่าปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วย (administered dose) สามารถทำให้เกิดการดูดกลืนพลังงานรังสีของอวัยวะที่ต้องการรักษาเพียงพอที่จะทำให้ผู้ป่วยหายจากโรค หรือสามารถควบคุมโรคไว้ได้ ส่วนการใช้สารกัมมันตรังสีเพื่อการตรวจวินิจฉัยโรค การคำนวณปริมาณรังสียังผลจะช่วยประเมินความเสี่ยงของการใช้รังสีต่อร่างกายของผู้ป่วย ทำให้มีข้อมูลยืนยันความปลอดภัยในการใช้สารกัมมันตรังสีทางการแพทย์

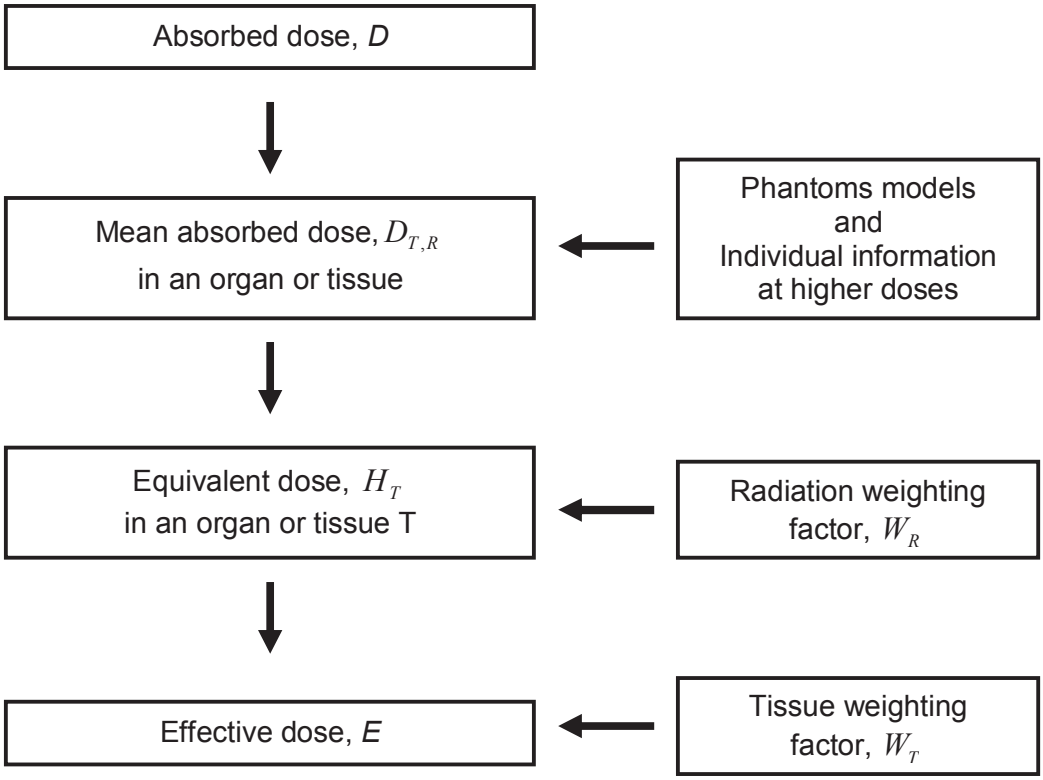
เนื่องจากการคำนวณปริมาณรังสีภายในร่างกายนั้น นอกจากอาศัยข้อมูลทางฟิสิกส์ของสารกัมมันตรังสีแล้ว ยังต้องใช้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับระบบการทำงานของร่างกายหลายระบบ เช่น ระบบการทำงานของอวัยวะเป้าหมาย การเคลื่อนที่ของสารกัมมันตรังสีในร่างกาย การเผาผลาญทางชีวเคมีของสารเภสัชรังสีที่เกิดขึ้นภายในร่างกาย รวมถึงการขับถ่ายสารเภสัชรังสีออกจากร่างกาย เป็นต้น จึงทำให้ปริมาณรังสีที่อวัยวะหรือเนื้อเยื่อได้รับจากการคำนวณ มีความคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงเสมอ

การคำนวณปริมาณรังสีที่อวัยวะต่าง ๆ ได้รับจากรังสีที่อยู่ภายในร่างกาย (internal radiation dosimetry) มีวิธีการคำนวณ 2 วิธี คือ วิธีพื้นฐาน (classical method) ซึ่งกำหนดโดย ICRP และ absorbed fraction method ซึ่งกำหนดโดย The Committee on Medical Internal Radiation Dose (MIRD) ทั้งสองใช้หลักการคำนวณเหมือนกัน เพียงแต่มีความแตกต่างเกี่ยวกับ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

รูปแบบการจำลองการทำงานของอวัยวะ จึงได้ผลลัพธ์ที่คล้ายคลึงกัน แต่ค่าที่คำนวณได้ไม่ต่างกันมาก การคำนวณด้วยวิธีการของ MIRD มีขั้นตอนที่ละเอียดกว่า มีความถูกต้องแม่นยำมากกว่า และมีการพัฒนาปรับปรุงข้อมูลให้ใกล้เคียงกับสภาวการณ์จริงอย่างต่อเนื่อง จึงเป็นที่ยอมรับและนำมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีภายในร่างกายอย่างกว้างขวาง [10,11]

ในด้านความเสี่ยง ICRP ได้เสนอวิธีการคำนวณอัตราความเสี่ยงต่ออันตรายที่ได้รับจากรังสีโดยเทียบกับผลที่เกิดขึ้นจากการได้รับรังสีอย่างสม่ำเสมอตลอดทั้งร่างกาย (uniformly whole body irradiation) ทั้งภายในและภายนอกร่างกาย ซึ่งตัวบ่งชี้นี้เดิมใน ICRP publication 26 ปี 1977 เรียกว่า effective dose equivalent (EDE) ต่อมาในปี 1990 ICRP publication 60 ได้แนะนำให้ใช้ปริมาณรังสียังผล (effective dose; E) ซึ่งมีวิธีการและขั้นตอนการคำนวณ ดังรูป 2.1



รูป 2.1 แสดงขั้นตอนการคำนวณปริมาณรังสียังผล[12]

จากรูป 2.1 เมื่อรังสีเกิดปฏิกิริยากับร่างกาย จะถ่ายเทพลังงานให้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย ซึ่งปริมาณของพลังงานรังสีต่อมวลของอวัยวะหรือเนื้อเยื่อที่ร่างกายดูดกลืนไว้ เรียกว่า ปริมาณรังสีดูดกลืน (absorbed dose) เดิมมีหน่วยเป็น แรด (rad) ปัจจุบันมีหน่วยสากล คือ จูลต่อกิโลกรัม (J/kg) และมีชื่อพิเศษ คือ เกรย์ (Gray, Gy) โดยที่ ปริมาณรังสี 1 เกรย์ มีค่าเทียบเท่ากับพลังงาน 1 จูลที่อวัยวะหรือเนื้อเยื่อของร่างกายมวล 1 กิโลกรัมดูดกลืนเอาไว้ สามารถคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืน ได้ดังสมการ

$$D = \frac{d\overline{E}}{dm} \tag{2.1}$$

โดยที่ D คือ ปริมาณรังสีดูดกลืน

$d\overline{E}$ คือ พลังงานเฉลี่ยของรังสี

dm คือ มวลของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะนั้น ๆ ซึ่งสามารถหาได้จากตารางแสดงค่ามวลของอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายของหุ่นจำลองมนุษย์มาตรฐาน (standard man phantom)

และ ความสัมพันธ์ของหน่วย คือ

1 rad = 100 erg/g

1 Gy = 100 rad

1 Gy = 1 J/kg

แต่เนื่องจากรังสีแต่ละชนิด จะมีผลต่อการทำลายเนื้อเยื่อหรืออวัยวะแตกต่างกัน ดังนั้น การได้รับรังสีต่างชนิดกัน ในปริมาณที่เท่ากัน จะก่อให้เกิดอันตรายที่ไม่เท่ากัน เช่น รังสีแอลฟาทำให้เนื้อเยื่อหรืออวัยวะของร่างกายเกิดอันตรายได้มากกว่าการรับรังสีบีตา รังสีแกมมา และรังสีเอกซ์ ในปริมาณที่เท่ากัน เพื่อให้เห็นความแตกต่างนี้ จึงมีการแสดงปริมาณรังสีที่ได้รับเป็น ปริมาณรังสีสมมูล (equivalent dose, H) ซึ่งหมายถึง ผลรวมของปริมาณรังสีดูดกลืนในเนื้อเยื่อหรืออวัยวะใด ๆ ของมนุษย์ หลังจากปรับเทียบการก่ออันตรายของรังสีทุกชนิดที่อวัยวะนั้นได้รับ โดยเทียบกับการก่ออันตรายของรังสีแกมมา มีหน่วยเป็น ซีเวิร์ต (sievert, Sv) คำนวณได้ ดังสมการ

$$H_T = \sum D_{T,R} \times W_R \tag{2.2}$$

โดยที่ H_T คือ ปริมาณรังสีสมมูลที่อวัยวะ T

$D_{T,R}$ คือ ปริมาณรังสีชนิด R ที่อวัยวะ T ดูดกลืนไว้

W_R คือ ค่าปรับเทียบตามชนิดของรังสี (radiation weighting factor)

ตาราง 2.1 แสดงค่าปรับเทียบตามชนิดของรังสี (radiation weighting factor) แต่ละชนิด [13]

Radiation Type and Energy Range	Radiation Weighting Factor, W_R	
	ICRP 60	ICRP 103
x-rays and γ -rays, all energies	1	1
electrons positrons and muons, all energies	1	1
neutrons, <1 MeV		$W_R = 2.5 + 18.2\exp\left[-\frac{(\ln(E))^2}{6}\right]$
neutrons, 1 MeV to 50 MeV	$W_R = 5 + 17\exp\left[-\frac{(\ln(2E))^2}{6}\right]$	$W_R = 5 + 17\exp\left[-\frac{(\ln(2E))^2}{6}\right]$
neutrons, >50 MeV		$W_R = 2.5 + 3.25\exp\left[-\frac{(\ln(0.04E))^2}{6}\right]$
protons, (not recoil) energy 2 MeV	5	2
particles, fission fragments, heavy nuclei	20	20

และการคำนวณปริมาณรังสียังผล สามารถคำนวณได้จากผลรวมของปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อและอวัยวะต่าง ๆ ได้รับ ดังสมการ

$$E = \sum_T W_T H_T \tag{2.3}$$

โดยที่ E คือ ปริมาณรังสียังผล

H_T คือ ปริมาณรังสีสมมูล

W_T คือ ค่าปรับเทียบตามชนิดเนื้อเยื่อ (tissue weighting factor)

ค่าปรับเทียบตามชนิดเนื้อเยื่อ หมายถึง ค่าปรับเทียบผลกระทบของรังสีสมมูลที่มีต่อเนื้อเยื่อหรืออวัยวะต่าง ๆ ซึ่ง ICRP ได้กำหนดไว้ดังแสดงในตารางที่ 2.2

ตาราง 2.2 แสดงค่าปรับเทียบตามชนิดเนื้อเยื่อ (W_T) ที่มีการปรับเปลี่ยนในช่วงเวลาต่าง ๆ โดย ICRP ในปี ค.ศ. 1979, 1991 และ 2007 [13,14,15]

Organ	ICRP 53 (1979)	ICRP 60 (1991)	ICRP 103 (2007)
Gonads	0.25	0.20	0.08
Red marrow	0.12	0.12	0.12
Lungs	0.12	0.12	0.12
Breasts	0.15	0.05	0.12
Thyroid	0.03	0.05	0.04
Bone surfaces	0.03	0.01	0.01
Colon	-	0.12	0.12
Stomach	-	0.12	0.12
Bladder	-	0.05	0.04
Liver	-	0.05	0.04
Esophagus	-	0.05	0.04
Skin	-	0.01	0.01
Salivary glands	-	-	0.01
Brain	-	-	0.01
Remainder of body *	0.30	0.05	0.12
Total	**1.00**	**1.00**	**1.00**

*** Remainder of body**

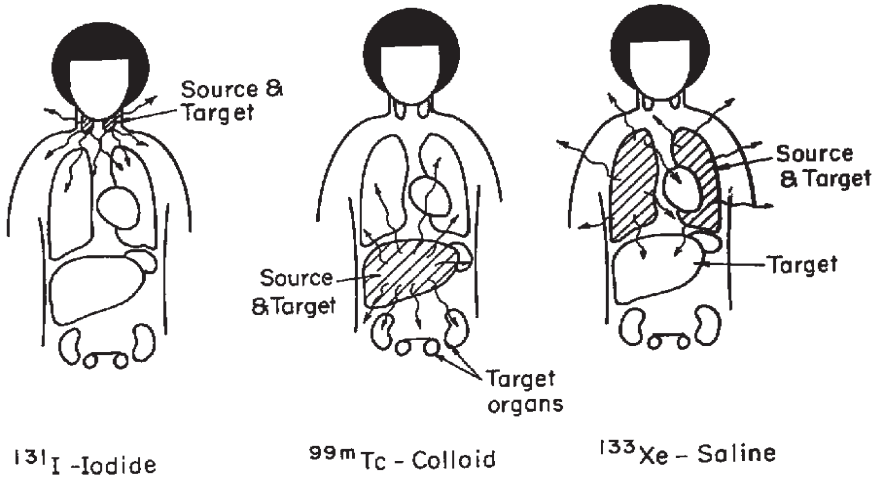
ICRP 60: adrenals, brain, upper large intestine, small intestine, kidney, muscle, pancreas, spleen, thymus and uterus

ICRP 103: adrenals, extra thoracic tissue, gall bladder, heart wall, kidneys, lymph nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate, small intestine, spleen, thymus, uterus/cervix

การคำนวณปริมาณรังสียังผลตามวิธีการข้างต้นนั้น เป็นหลักการพื้นฐานสำหรับการคำนวณปริมาณรังสียังผลที่อวัยวะต่าง ๆ ได้รับ จากรังสีที่อยู่ภายในร่างกาย ทั้งสำหรับวิธีพื้นฐานและ absorbed fraction method ซึ่งทั้งสองวิธีนี้ให้ผลการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้รับไม่แตกต่างกันมากนัก โดยวิธีการพื้นฐานจะทำได้ง่ายและสะดวกในการนำไปปฏิบัติเป็นประจำ ส่วน absorbed fraction method จะเป็นวิธีที่ละเอียด มีความถูกต้องแม่นยำมากกว่าและใช้ได้กว้างขวางกว่าวิธีพื้นฐาน ทำให้เป็นที่ยอมรับกันทั่วไปว่า วิธีการคำนวณรังสีแบบ absorbed fraction method เป็นวิธีที่เหมาะสมสำหรับการคำนวณรังสีภายในร่างกาย [10,11]

2.1.1 การคำนวณรังสีด้วยวิธี absorbed fraction method

MIRD ได้พัฒนาวิธีการคำนวณแบบ absorbed fraction method ขึ้น เพื่อประเมินความเสี่ยงของผู้ที่เข้ามาตรวจวินิจฉัยหรือรักษาโรคโดยใช้สารเภสัชรังสี โดยมีหลักการ คือ กำหนดต้นกำเนิดรังสี (radiation source) และเนื้อเยื่อที่ได้รับปริมาณรังสี (radiation absorbed tissue) เนื่องจากการให้สารกัมมันตรังสีเข้าสู่ร่างกายมีเป้าหมายให้ไปที่อวัยวะใดอวัยวะหนึ่งอย่างจำเพาะเจาะจง จึงต้องมีการใช้โมเลกุลหรือเซลล์ที่สามารถเข้าสู่อวัยวะที่ต้องการได้ภายในเวลาที่เหมาะสม โดยกำหนดให้การกระจายของสารเภสัชรังสีนั้น มีการกระจายตัวในอวัยวะแบบสม่ำเสมอ (homogeneous distribution) และกำหนดให้อวัยวะที่ประกอบด้วยสารรังสีเรียกว่า อวัยวะต้นกำเนิดรังสี (source organ) และอวัยวะที่ต้องการคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืน เรียกว่า อวัยวะเป้าหมาย (target organ) โดยที่อวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมายจะขึ้นอยู่กับสารเภสัชรังสีที่ใช้



รูป 2.2 แสดงอวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมายของสารเภสัชรังสีชนิดต่าง ๆ [16]

ในการคำนวณ อาจมีอวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมายได้หลายอวัยวะ หรืออวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมายอาจเป็นอวัยวะเดียวกันก็ได้ ตัวอย่างเช่น สารไอโอดีนรังสี-131 มีอวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมายเป็นอวัยวะเดียวกัน คือ ต่อมไทรอยด์

ดังนั้นเมื่อกำหนดให้ E เป็นพลังงานเฉลี่ย ต่อ 1 อนุภาค มีหน่วยเป็น เมกกะอิเล็กตรอนโวลต์ (MeV) และ n เป็นจำนวนของอนุภาคที่ปล่อยออกมาตลอดการสลายตัว ดังนั้น nE จึงเป็นพลังงานเฉลี่ยที่ปล่อยออกมาต่อการสลายตัว (mean energy per disintegration; Δ) ซึ่งพลังงานที่แผ่ออกมาจากสารกัมมันตรังสีอาจมีหลายชนิด จึงทำให้มี Δ หลายค่า นิยมแทนด้วยสัญลักษณ์ "Δi" เป็นค่าจำเพาะของสารกัมมันตรังสีแต่ละชนิด ซึ่งมีค่าคงที่เสมอ มีหน่วยเป็นเกรย์กิโลกรัม ต่อ เบคเคอเรล วินาที ($kg \cdot Gy / Bq \cdot \sec$) หรือ แรด กรัม ต่อ ไมโครคูรี ชั่วโมง ($g \cdot rad / \mu Ci \cdot hr$)

ค่าพลังงานเฉลี่ยต่อการสลายตัวของรังสีชนิด i หรือ Δi สามารถหาได้จากสมการ

$$\Delta_i = K \cdot n_i \cdot E_i \tag{2.4}$$

โดยที่ $$\Delta i = 1.6 \times 10^{-3} n_i E_i \qquad kg \cdot Gy / Bq \cdot \sec \tag{2.5}$$

หรือ $$\Delta i = 2.13 n_i E_i \qquad g \cdot rad / \mu Ci \cdot hr \tag{2.6}$$

และค่าพลังงานทั้งหมดต่อการสลายตัว (total energy per disintegration) สามารถหาได้จากการรวมค่าพลังงานเฉลี่ยที่ปล่อยออกมาต่อการสลายตัวของรังสีแต่ละชนิดเข้าด้วยกันแล้วคูณกับ K ซึ่งเป็นค่าคงที่ ดังสมการ

$$\Delta = \sum_i \Delta_i = K \sum_i n_i \cdot E_i \tag{2.7}$$

เมื่อเราทราบค่าพลังงานทั้งหมดที่ปล่อยออกมาจากอวัยวะต้นกำเนิดรังสีแล้ว ยังมีอีกหนึ่งปัจจัยสำคัญที่ต้องคำนึงถึงสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนในอวัยวะเป้าหมาย คือ สัดส่วนของปริมาณรังสีดูดกลืน (absorbed fraction; ϕ) ดังแสดงในรูป 2.3

โดยที่ ϕ คือ สัดส่วนพลังงานที่ปล่อยออกมาจากอวัยวะต้นกำเนิดรังสีแล้วถูกดูดกลืนโดยอวัยวะเป้าหมาย ซึ่งอวัยวะแต่ละชนิดจะมีความสามารถในการดูดกลืนพลังงานของรังสีแต่ละชนิดแตกต่างกันออกไป ทำให้ต้องแยกส่วนคำนวณพลังงานรังสีที่เนื้อเยื่อดูดกลืนตามชนิดของรังสี โดยใช้สัญลักษณ์ "ϕ_i" แทนค่าดังกล่าว และอิทธิพลที่มีผลต่อค่า ϕ_i มีดังนี้

1) ขนาดของอวัยวะต้นกำเนิดรังสี

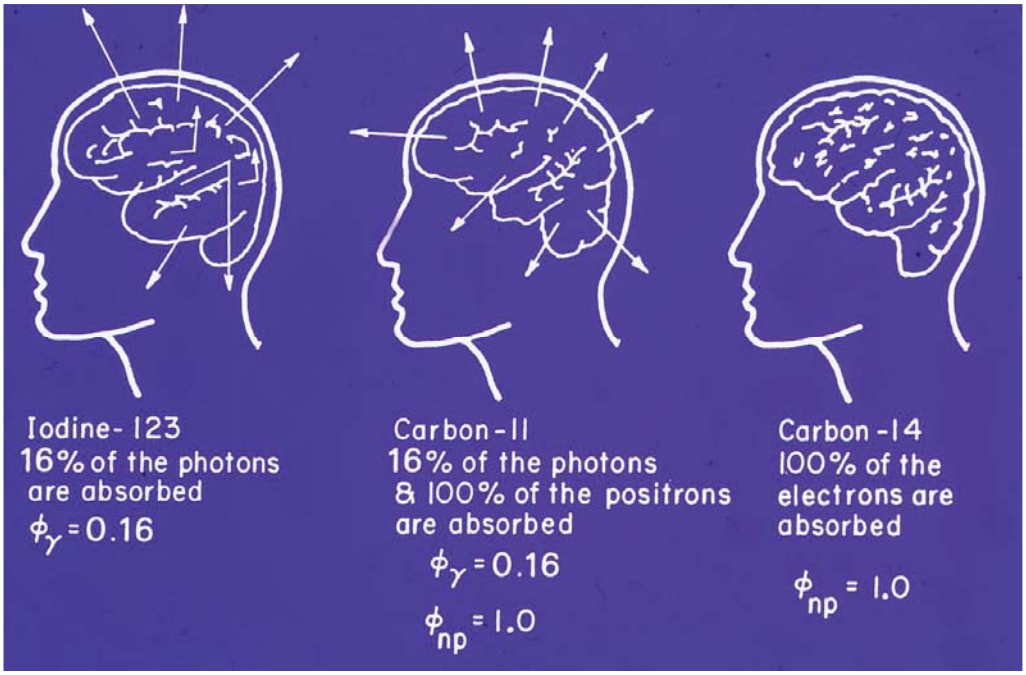
2) ขนาดของอวัยวะเป้าหมาย

3) ระยะทางระหว่างตำแหน่งของอวัยวะทั้งสอง

4) พลังงานของโฟตอน

5) ค่าคุณสมบัติการลดทอนความเข้มของรังสี (attenuation properties) ของเนื้อเยื่อที่อยู่ระหว่างอวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมาย

นอกจากนี้ยังมีสิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยวิธี absorbed fraction method อีก 2 ประการ คือ 1) รังสีจะถูกปล่อยออกมาจากอวัยวะต้นกำเนิดรังสีทุกทิศทางและเป็นปรากฏการณ์แบบสุ่ม 2) โฟตอนบางตัวจะออกจากร่างกายได้โดยที่ไม่เกิดปฏิกิริยาใด ๆ ทั้งสิ้น ในขณะที่บางตัวจะเกิดปฏิกิริยาโฟโตอิเลคตริก (photoelectric) และบางตัวจะเกิดปฏิกิริยาการกระเจิงแบบคอมป์ตัน (Compton scattering) ดังนั้น วิธีการเดียวที่จะใช้ในการคำนวณปรากฏการณ์สองอย่างนี้ได้ ก็คือ การใช้แบบคำนวณมอนติคาร์โล (Monte Carlo modeling) โดยใช้ร่วมกับการทดลองในหุ่นจำลองมนุษย์มาตรฐาน



รูป 2.3 แสดงส่วนคำนวณพลังงานรังสีที่เนื้อเยื่อดูดกลืนตามชนิดของรังสี หรือ ϕ_i [16]

ในการคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืน ถ้าให้ A เป็นค่ากัมมันตภาพรังสี (activity) ของแหล่งต้นกำเนิดรังสี ผลรวมของกัมมันตภาพรังสีที่เกิดขึ้นทั้งหมดตลอดช่วงระยะเวลา 0 ถึง T จะเรียกว่า cumulated activity แทนด้วยสัญลักษณ์ $\widetilde{A}$ มีหน่วยเป็นเบคเคอเรล วินาที ($Bq \cdot sec$) หรือไมโครคูรี ชั่วโมง ($\mu Ci \cdot hr$) ซึ่งหนึ่งไมโครคูรี ชั่วโมงมีค่าเท่ากับ 1.322 x 10^2 เมกกะเบคเคอเรล วินาที แสดงในรูปสมการ 2.8

$$\widetilde{A} = \int_0^T A(t)dt \tag{2.8}$$

และจำนวนกัมมันตภาพรังสีที่ขึ้นอยู่กับฟังก์ชั่นของเวลา หาได้จาก

$$A_t = A_0 e^{(-\lambda_{eff} t)} \tag{2.9}$$

เมื่อกำหนดให้เวลาเป็นอนันต์ ค่าทั้งหมดของ $\widetilde{A}$ จะเท่ากับ

$$\widetilde{A} = \frac{A_0}{\lambda_{eff}} \tag{2.10}$$

$$\widetilde{A} = \frac{A_0 T_{eff}}{\ln 2} \tag{2.11}$$

$$\widetilde{A} = 1.44 T_{eff} A_0 \tag{2.12}$$

โดยที่ effective clearance constant (T_{eff}) หาได้จาก

$$T_{eff} = \frac{T_p T_b}{T_p + T_b} \tag{2.13}$$

เมื่อ T_p คือ ค่าคงที่การสลายตัวทางกายภาพของสารกัมมันตรังสี (physical decay constant)

T_b คือ ค่าคงที่การสลายตัวทางชีวภาพของสารกัมมันตรังสี (biological decay constant)

การสะสมสารเภสัชรังสีแต่ละชนิดของแต่ละอวัยวะจะแตกต่างกันไป ตามระบบการทำงานของอวัยวะนั้น ๆ และตามความสามารถในการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีในอวัยวะด้วย ดังนั้นการหาค่า $\widetilde{A}$ ต้องปรับให้เหมาะสมกับอวัยวะแต่ละชนิดและลักษณะการกระจายตัวของสารเภสัชรังสี ตัวอย่างเช่น ถ้าอวัยวะใดที่มีการสะสมสารเภสัชรังสีเป็นไปตามการสลายตัวของสารกัมมันตรังสี เราสามารถแทนค่า effective clearance constant ให้เท่ากับค่าคงที่การสลายตัวทางกายภาพของสารกัมมันตรังสีได้ แต่ในบางอวัยวะ การสะสมปริมาณรังสีอาจมีอิทธิพลอื่นมาเกี่ยวข้องด้วย เช่น ค่าคงที่การสลายตัวทางชีวภาพของสารกัมมันตรังสีมาเกี่ยวข้อง เป็นต้น จึงต้องมีการคำนวณค่า effective clearance constant เพื่อให้ได้ค่า $\widetilde{A}$ ที่ถูกต้องและแม่นยำที่สุด

ดังนั้น เมื่อนำ $\widetilde{A}$ คูณกับ nE ผลลัพธ์ที่ได้จึงเป็นพลังงานของรังสีทั้งหมดที่ปล่อยออกมาจากต้นกำเนิดรังสีและ $\widetilde{A}\,\mathrm{nE}\phi$ ก็คือ พลังงานที่ถูกดูดกลืนในอวัยวะเป้าหมายตลอดระยะเวลาที่สนใจ สามารถคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืนในอวัยวะเป้าหมายได้ตามสมการ

$$D = \frac{\widetilde{A}nE\phi}{m} \tag{2.14}$$

ซึ่ง MIRD ได้ปรับรูปสมการ 2.14 ให้ง่ายขึ้น โดยกำหนดให้ $\widetilde{A}$ คือ total cumulated activity และ S คือ $\frac{nE\phi}{m}$ จึงสามารถปรับรูปสมการได้เป็น

$$D = \widetilde{A}S \tag{2.15}$$

ปัจจุบัน ค่า S ของสารกัมมันตรังสีที่ใช้ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ได้มีผู้คำนวณไว้แล้ว จากการคำนวณด้วยแบบจำลองมอนติคาร์โลร่วมกับหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์มาตรฐาน พร้อมทั้งสร้างเป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับคำนวณปริมาณรังสีสำหรับอวัยวะภายในต่าง ๆ

ต่อมา MIRD ได้พัฒนาการคำนวณปริมาณรังสีให้ง่ายต่องานประจำ โดยพบว่าอัตราส่วนของปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่สะสมอยู่ในอวัยวะ($\widetilde{A}$) ต่อปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่ให้เข้าสู่ร่างกาย (A_0) มีความสัมพันธ์กับเวลาที่กัมมันตภาพรังสีคงอยู่ภายในอวัยวะนั้น ๆ เรียกว่า residence time แทนด้วยสัญลักษณ์ τ และมีหน่วยเป็น วินาที ดังสมการ

$$\tau = \widetilde{A} / A_0 \tag{2.16}$$

โดยค่า τ ของสารเภสัชรังสีในแต่ละอวัยวะจะได้จากการจำลองรูปแบบทางคณิตศาสตร์ตามกลไกการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีและการทำงานของอวัยวะต่าง ๆ ซึ่งสามารถนำมาประยุกต์ในการคำนวณปริมาณรังสีได้ตามสมการต่อไปนี้

จากสมการ (2.16) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\widetilde{A} = A_0 \, \tau \qquad MBq \cdot \sec \qquad (2.17)$$

แทนค่า $\widetilde{A}$ ลงในสมการ (2.15)

$$D = A_0 \, \varpi \qquad mSv \qquad (2.18)$$

$$D / A_0 = \varpi \qquad mSv/MBq \qquad (2.19)$$

ในปี ค.ศ.1996 Stabin และคณะ ได้จัดทำชุดข้อมูลของค่า ϖ หรือ D/A_0 ของสารเภสัชรังสีแต่ละชนิดในอวัยวะต่าง ๆ ไว้ในเอกสาร NUREG/CR-6345 จึงทำให้การคำนวณปริมาณรังสีภายในร่างกายมีความสะดวก รวดเร็วและง่ายต่อการปฏิบัติมากยิ่งขึ้น ดังตัวอย่างค่า ϖ หรือ D/A_0 ที่แสดงในตาราง 2.3, 2.4, 2.5 และ 2.6

2.1.2 ประโยชน์และข้อด้อยของการคำนวณรังสีแบบ absorbed fraction method

<u>ประโยชน์</u>

1) สามารถเปรียบเทียบปริมาณรังสีดูดกลืนเฉลี่ยของอวัยวะต่าง ๆ ได้
2) สามารถยืนยันความเสี่ยงหรือประโยชน์ของสารกัมมันตรังสีชนิดใหม่ได้ด้วยความถูกต้องแม่นยำสูง
3) สามารถนำมาใช้วางแผนให้ปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่เหมาะสมสำหรับการรักษา
4) มีความสะดวกรวดเร็ว เพราะสามารถคำนวณได้จากโปรแกรมคอมพิวเตอร์

<u>ข้อด้อย</u>

1) ค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่คำนวณเป็นค่าเฉลี่ยที่ได้จากข้อมูลในหุ่นจำลอง ซึ่งอาจมีความคลาดเคลื่อนจากค่าจริงในผู้ป่วยที่มีระบบการทำงานของร่างกายไม่เป็นปกติ
2) ค่าที่ใช้ในการคำนวณแบบ absorbed fraction method ไม่ได้คำนึงถึงรังสีชนิดนอนเพเน-เตรติ้ง (non-penetrating) ที่ทำให้เกิดออเจร์อิเล็กตรอน (Auger electron) อาจทำให้ผลการคำนวณปริมาณรังสีที่อวัยวะได้รับน้อยกว่าความเป็นจริงได้

ตาราง 2.3 แสดงค่า estimate dose ต่อเมกะเบคเคอเรล (D/A_0) ของ In-111 white blood cell ที่ได้จากการคำนวณโดย MIRDOSE software[10]

Target organ	Estimated radiation dose (mGy/MBq)					
	adult	15 year old	10 year old	5 year old	1 year old	new born
Adrenals	3.6E-01	4.4E-01	6.4E-01	8.6E-01	1.4E+00	2.9E+00
Brain	5.1E-02	6.7E-02	8.9E-02	1.4E-01	3.0E-01	7.0E-01
Breasts	6.7E-02	7.8E-02	1.3E-01	2.0E-01	3.4E-01	7.9E-01
Gallbladder wall	3.4E-01	3.8E-01	5.8E-01	8.8E-01	1.4E+00	3.0E+00
LLI wall	1.2E-01	1.6E-01	2.3E-01	3.1E-01	4.7E-01	9.2E-01
Small intestine	1.6E-01	1.9E-01	2.9E-01	4.2E-01	6.7E-01	1.4E+00
Stomach	2.9E-01	3.4E-01	5.0E-01	7.0E-01	1.1E+00	2.3E+00
ULI wall	1.6E-01	2.0E-01	3.1E-01	4.8E-01	7.8E-01	1.6E+00
Heart wall	1.7E-01	2.0E-01	2.9E-01	4.1E-01	7.0E-01	1.4E+00
Kidneys	3.5E-01	4.2E-01	6.3E-01	9.1E-01	1.4E+00	2.7E+00
Liver	9.0E-01	1.2E+00	1.7E+00	2.3E+00	4.1E+00	8.7E+00
Lungs	1.6E-01	2.0E-01	2.9E-01	4.3E-01	7.4E-01	1.5E+00
Muscle	1.0E-01	1.3E-01	1.9E-01	2.8E-01	4.9E-01	1.0E+00
Ovaries	1.3E-01	1.6E-01	2.3E-01	3.3E-01	4.9E-01	9.9E-01
Pancreas	5.5E-01	6.5E-01	9.5E-01	1.4E+00	2.2E+00	4.3E+00
Red marrow	6.5E-01	7.3E-01	1.1E+00	2.0E+00	4.7E+00	1.5E+00
Bone surfaces	4.6E-01	5.2E-01	8.3E-01	1.4E+00	2.3E+00	4.8E+00
Skin	5.0E-02	6.1E-02	9.7E-02	1.6E-01	3.0E-01	6.9E-01
Spleen	5.9E+00	8.2E+00	1.2E+01	1.9E+01	3.2E+01	8.1E+01
Testes	3.0E-02	4.2E-02	6.7E-02	1.0E-01	1.8E-01	4.3E-01
Thymus	7.9E-02	9.3E-02	1.3E-01	1.8E-01	3.1E-01	6.6E-01
Thyroid	5.4E-02	6.7E-02	9.2E-02	1.4E-01	2.5E-01	5.6E-01
Urinary bladder wall	6.4E-02	7.8E-02	1.4E-01	1.9E-01	3.3E-01	6.0E-01
Uterus	1.0E-01	1.3E-01	1.9E-01	2.6E-01	4.1E-01	8.9E-01
Total body	1.6E-01	2.0E-01	3.1E-01	4.6E-01	8.2E-01	1.8E+00
Effective dose equivalent	6.4E-01	8.4E-01	1.2E+00	1.9E+00	3.4E+00	8.5E+00
Effective dose (mSv/MBq)	4.1E-01	5.2E-01	7.7E-01	1.2E+00	2.2E+00	5.6E+00

ตาราง 2.4 แสดงค่า estimate dose ต่อเมกะเบคเคอเรล (D/A_0) ของ Tc-99m MIBI [17]

ORGAN	Estimated Radiation Dose for Adult (mGy/MBq)	
	Rest patients	Stress patients
Adrenals	4.3E-03	3.9E-03
Brain	1.8E-03	1.9E-03
Breasts	1.7E-03	1.6E-03
Gallbladder Wall	1.8E-02	2.5E-02
LLI Wall	3.7E-02	2.9E-02
Small Intestine	2.7E-02	2.2E-02
Stomach	5.2E-03	4.7E-03
ULI Wall	5.0E-02	4.0E-02
Heart Wall	4.4E-03	4.8E-03
Kidneys	1.8E-02	1.5E-02
Liver	5.1E-03	3.7E-03
Lungs	2.4E-03	2.2E-03
Muscle	3.7E-03	3.3E-03
Ovaries	1.4E-02	1.2E-02
Pancreas	5.0E-03	4.6E-03
Red Marrow	4.5E-03	4.0E-03
Bone Surfaces	5.8E-03	5.4E-03
Skin	1.9E-03	1.8E-03
Spleen	5.2E-03	4.0E-03
Testes	3.5E-03	3.1E-03
Thymus	2.3E-03	2.3E-03
Thyroid	2.2E-03	2.2E-03
Urinary Bladder Wall	3.7E-02	2.7E-02
Uterus	1.2E-02	1.0E-02
Effective Dose Equivalent (mSv/MBq)	1.5E-02	1.3E-02

ตาราง 2.5 แสดงค่า estimate dose ต่อเมกะเบคเคอเรล (D/A_0) ของ I-131 Sodium Iodide [17]

ORGAN	Estimated Radiation Dose for Adult	
	mGy/MBq	rad/mCi
Adrenals	3.9E-02	1.4E-01
Brain	1.1E-01	4.1E-01
Breasts	4.2E-02	1.6E-01
Gallbladder Wall	4.5E-02	1.7E-01
LLI Wall	4.3E-02	1.6E-01
Small Intestine	2.4E-01	8.8E-01
Stomach	3.6E-01	1.3E+00
ULI Wall	5.2E-02	1.9E-01
Heart Wall	5.7E-02	2.1E-01
Kidneys	3.6E-02	1.3E-01
Liver	1.1E-01	3.9E-01
Lungs	7.9E-02	2.9E-01
Muscle	1.0E-01	3.7E-01
Ovaries	4.7E-02	1.8E-01
Pancreas	5.2E-02	1.9E-01
Red Marrow	8.3E-02	3.1E-01
Bone Surfaces	1.0E-01	3.7E-01
Skin	5.1E-02	1.9E-01
Spleen	4.1E-02	1.5E-01
Testes	2.8E-02	1.0E-01
Thymus	1.2E-01	4.4E-01
Thyroid	3.4E+02	1.3E+03
Urinary Bladder Wall	6.2E-01	2.3E+00
Uterus	5.9E-02	2.2E-01
Effective Dose Equivalent	1.1E+01 mSv/MBq	3.9E+01 rem/mCi

ตาราง 2.6 แสดงค่า estimate dose ต่อเมกะเบคเคอเรล (D/A_0) ของ Tl-201 Chloride [17]

ORGAN	Estimated Radiation Dose for Adult	
	mGy/MBq	rad/mCi
Adrenals	6.3E-02	2.3E-01
Brain	5.9E-02	2.2E-01
Breasts	3.6E-02	1.3E-01
GB Wall	8.3E-02	3.1E-01
LLI Wall	3.4E-01	1.2E+00
Small Intestine	4.5E-01	1.7E+00
Stomach	1.9E-01	6.9E-01
ULI Wall	3.3E-01	1.2E+00
Heart Wall	2.8E-01	1.0E+00
Kidneys	4.6E-01	1.7E+00
Liver	9.9E-02	3.7E-01
Lungs	4.7E-02	1.7E-01
Muscle	4.6E-02	1.7E-01
Ovaries	1.0E-01	3.7E-01
Pancreas	7.4E-02	2.7E-01
Red Marrow	5.5E-02	2.0E-01
Bone Surfaces	8.8E-02	3.3E-01
Skin	3.3E-02	1.2E-01
Spleen	1.8E-01	6.5E-01
Testes	2.0E-01	7.3E-01
Thymus	4.6E-02	1.7E-01
Thyroid	6.2E-01	2.3E+00
Urinary Bladder Wall	5.2E-02	1.9E-01
Uterus	8.5E-02	3.1E-01
Effective Dose Equivalent	1.6E-01 mSv/MBq	6.0E-01 rem/mCi

2.1.3 แบบคำนวณมอนติคาร์โล (Monte Carlo modeling)

แบบคำนวณมอนติคาร์โล คือ โปรแกรมการคำนวณที่จำลองโฟตอนและอนุภาคประจุจำนวนหลายล้านตัวให้เดินทางผ่านตัวกลาง โดยใช้หลักการทางฟิสิกส์ในการคำนวณหาโอกาสการกระจายการเกิดปฏิกิริยาของแต่ละอนุภาค ซึ่งจำนวนของอนุภาคที่ใช้ในการจำลองยิ่งมากความถูกต้องของการทำนายการกระจายก็ยิ่งเพิ่มขึ้น แต่เวลาที่ใช้ในการคำนวณก็จะยิ่งมากตามจำนวนของอนุภาคที่จำลองขึ้น การกระจายปริมาณรังสีคำนวณได้จากการนับสะสมเหตุการณ์ที่เกิดการแตกตัวในปริมาตรย่อยที่จะทำให้เกิดการถ่ายเทพลังงานแก่ตัวกลาง [18]

ส่วนการคำนวณปริมาณรังสีที่ตัวกลางดูดกลืนไว้ด้วยวิธีมอนติคาร์โล ทำได้โดยการจำลองลำรังสีโฟตอน แล้วติดตามการเคลื่อนที่ของโฟตอนที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางต่าง ๆ จนกว่าจะสิ้นสุด โดยพบว่าเมื่อโฟตอนเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง จะมีโอกาสเกิดกระบวนการอย่างใดอย่างหนึ่งจาก 3 กระบวนการ คือ

1) เกิดการดูดกลืนพลังงาน ที่โฟตอนถ่ายเทให้กับตัวกลาง

2) เกิดรังสีกระเจิงในขณะที่เกิดอันตรกิริยา

3) โฟตอนเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางโดยไม่เกิดอันตรกิริยาใด ๆ

การเกิดอันตรกิริยาของลำรังสีในขณะเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง จะมีโอกาสเกิดอันตรกิริยาแต่ละชนิดเป็นแบบสุ่ม (random or stochastic process) ซึ่งแบบคำนวณมอนติคาร์โลนี้จะทำการสุ่มการเกิดอันตรกิริยาจากตัวเลขสุ่ม (random number) แล้วใช้สถิติความน่าจะเป็นของเหตุการณ์ เพื่อพยากรณ์อันตรกิริยาที่เกิดขึ้น ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้ข้อมูลทางฟิสิกส์และการดูดกลืนโฟตอนของตัวกลางเป็นเงื่อนไขประกอบการพยากรณ์

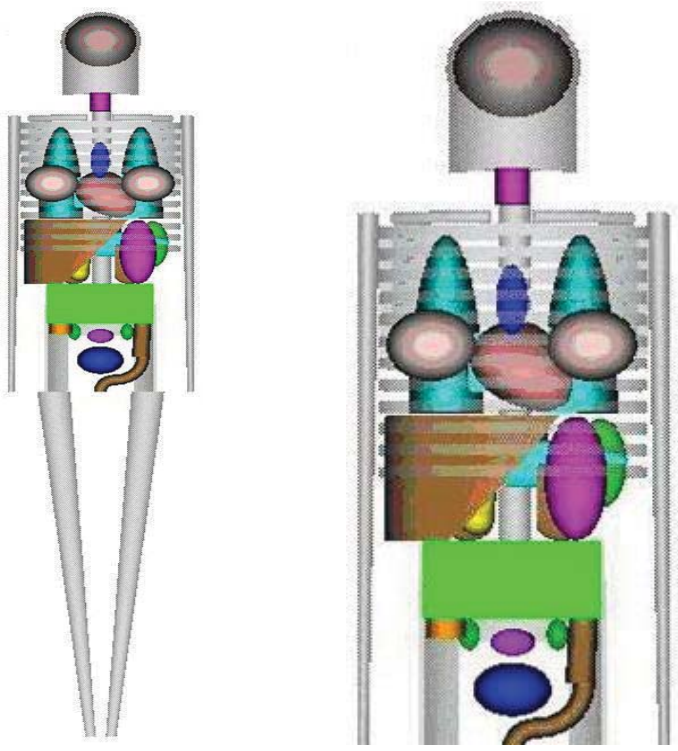
2.1.4 หุ่นจำลองมนุษย์มาตรฐาน

การจัดทำหุ่นจำลองมนุษย์มาตรฐานขึ้นนั้น มีจุดประสงค์เพื่อคำนวณสัดส่วนของปริมาณรังสี (dose factors, DF_S) ที่เราต้องการทราบว่าการสลายกัมมันตรังสี (disintegration) ที่เกิดขึ้นจากอวัยวะต้นกำเนิดรังสี จะถูกดูดกลืนในอวัยวะเป้าหมายเป็นจำนวนเท่าไร [19,20]

โดยเริ่มแรก การสร้างหุ่นจำลองมนุษย์จะเริ่มจากการออกแบบให้อวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายเป็นรูปทรงกลม เนื่องจากทำให้สามารถคำนวณปริมาตรของอวัยวะนั้น ๆ ได้ง่าย โดยที่หุ่นจำลองมนุษย์หุ่นแรกนั้น สร้างขึ้นในปี ค.ศ. 1950 ชื่อว่า “Spherical human” ภายในหุ่นจำลองประกอบไปด้วยอวัยวะภายในที่มีรูปร่างทรงกลมเล็ก ๆ มากมาย ซึ่งแม้จะทำให้ง่ายต่อการคำนวณ แต่ขนาดและรูปร่างของอวัยวะก็มีความแตกต่างจากอวัยวะจริงของมนุษย์เป็นอย่างมาก

ในปี ค.ศ. 1969 Fisher และ Snyder ได้ออกแบบและพัฒนาหุ่นจำลองมนุษย์ โดยใช้ชื่อว่า “Fisher-Snyder phantom” หรือนิยมเรียกว่า “MIRD phantom” เนื่องจากมีการเผยแพร่หุ่นจำลองนี้ครั้งแรกในเอกสารของ MIRD โดยที่หุ่นจำลองนี้มีน้ำหนัก 70 กิโลกรัมประกอบไปด้วยอวัยวะต่าง ๆ ที่มีรูปทรงเรขาคณิต และมีการออกแบบให้ขนาด รูปร่าง และน้ำหนักของอวัยวะนั้น ๆ มีความใกล้เคียงกับอวัยวะจริงของมนุษย์ เรียกชื่อหุ่นจำลองนี้ว่า “Reference Man” ดังแสดงในรูป 2.4

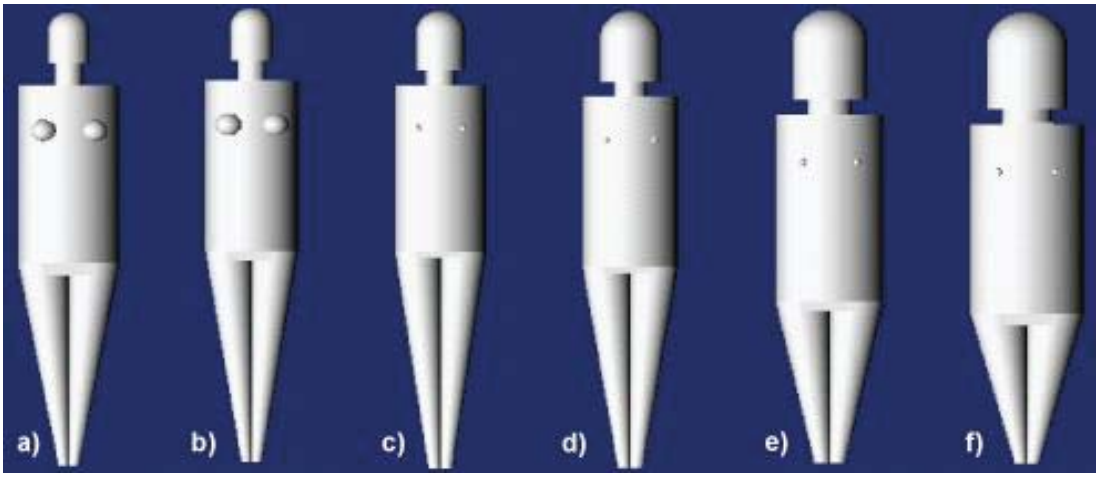
ซึ่งในปี ค.ศ. 1975 คณะกรรมการของ MIRD ได้ใช้หุ่นจำลองนี้ร่วมกับแบบคำนวณมอนติคาร์โล เพื่อคำนวณสัดส่วนพลังงานรังสีที่ปล่อยออกมาจากอวัยวะต้นกำเนิดรังสีแล้วถูกดูดกลืนในอวัยวะเป้าหมาย รวมทั้งคำนวณค่า dose factor หรือ S-values ของสารเภสัชรังสีชนิดต่าง ๆ สำหรับทุกอวัยวะในหุ่นจำลอง ที่แผ่รังสีไปยังอวัยวะอื่น ๆ และมีการตีพิมพ์เผยแพร่ค่า S-values สำหรับสารเภสัชรังสี จำนวน 117 ชนิด อวัยวะต้นกำเนิดรังสีและอวัยวะเป้าหมาย จำนวน 20 อวัยวะ ใน MIRD Pamphlet No.11



รูป 2.4 แสดงหุ่นจำลอง Fisher-Snyder phantom หรือ MIRD phantom หรือ Reference Man [21,22]

ต่อมา Cristy และ Eckerman ได้ศึกษาค้นคว้าเพิ่มเติมเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงขนาดของอวัยวะ ตำแหน่งของอวัยวะ และส่วนประกอบของอวัยวะต่าง ๆ ในแต่ละช่วงอายุ แล้วนำมาประมาณค่าและหาค่าเฉลี่ยเพื่อนำมาใช้เป็นข้อมูลในการจัดทำหุ่นจำลองในแต่ละช่วงอายุ จนกระทั่งในปี ค.ศ. 1987 Cristy และ Eckerman ได้พัฒนาหุ่นจำลองขึ้นมาอีก 6 ตัว ได้แก่ หุ่นจำลองเด็กแรกเกิด, เด็กอายุ 1 ปี, 5 ปี, 10 ปี, 15 ปี และหุ่นจำลองมนุษย์วัยเจริญพันธุ์ ซึ่งหุ่นจำลองมนุษย์วัยเจริญพันธุ์ของ Cristy และ Eckerman จะมีลักษณะคล้ายกับหุ่นจำลองของ Fisher และ Snyder แต่มีการแก้ไขดัดแปลงบางส่วน รวมทั้งมีอวัยวะบางอวัยวะเพิ่มขึ้นมาจากหุ่นจำลองของ Fisher และ Snyder โดยที่หุ่นจำลองทั้ง 6 ตัวของ Cristy และ Eckerman นั้น จะมีทั้งอวัยวะของเพศหญิงและอวัยวะของเพศชายรวมอยู่ในหุ่นจำลองนั้น ๆ ด้วย ดังแสดงในรูป 2.5

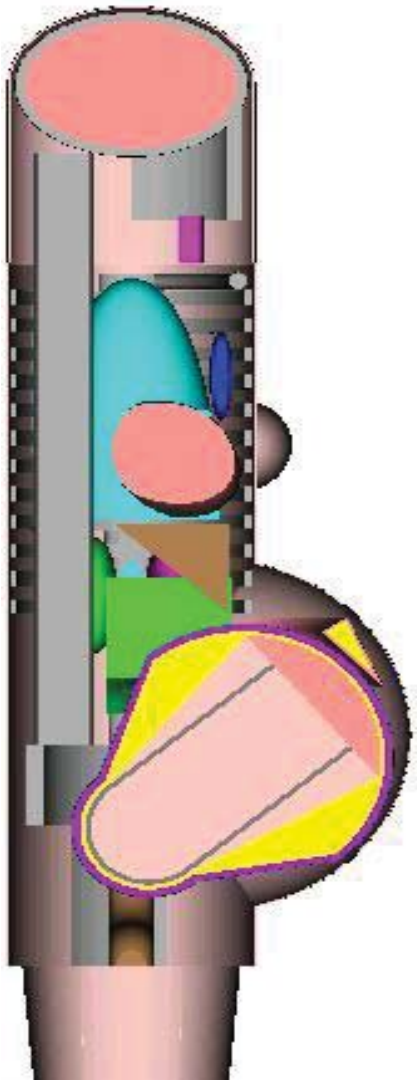
จุดประสงค์ที่ Cristy และ Eckerman แบ่งหุ่นจำลองออกเป็นช่วงอายุต่าง ๆ นั้น ก็เพื่อคำนวณปริมาณรังสีสำหรับมนุษย์ที่มีรูปร่างและน้ำหนักของร่างกายแตกต่างกัน เนื่องจากในความเป็นจริง มนุษย์แต่ละคนจะมีการเจริญเติบโตไม่เท่ากัน บางคนมีการเจริญเติบโตช้ากว่าปกติ ในขณะที่บางคนมีการเจริญเติบโตเร็วกว่าปกติ ตัวอย่างเช่น เด็กอายุ 5 ปี แต่มีการเจริญเติบโตอย่างรวดเร็วจนมีรูปร่างเท่ากับเด็กอายุ 10 ปี ในกรณีนี้ จะใช้หุ่นจำลองสำหรับเด็กอายุ 10 ปี เนื่องจากปริมาณรังสีที่ต้องการคำนวณคือ ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนต่อหนึ่งหน่วยมวล ดังนั้น มวลหรือน้ำหนักของร่างกายจึงเป็นสิ่งสำคัญ



รูป 2.5 แสดงหุ่นจำลอง 6 ตัวของ Cristy และ Eckerman ได้แก่
a) หุ่นจำลองมนุษย์วัยเจริญพันธุ์ b) หุ่นจำลองเด็กอายุ 15 ปี c) หุ่นจำลองเด็กอายุ 10 ปี
d) หุ่นจำลองเด็กอายุ 5 ปี e) หุ่นจำลองเด็กอายุ 1 ปี f) หุ่นจำลองเด็กแรกเกิด [23]

อย่างไรก็ตาม หุ่นจำลองทั้งหมดที่กล่าวมา แม้จะมีการแบ่งช่วงอายุ แต่ก็ยังไม่มีหุ่นจำลองใดที่มีการแยกเพศอย่างชัดเจน ถึงแม้ว่าหุ่นจำลองของ Cristy และ Eckerman จะมีอวัยวะของเพศหญิงประกอบอยู่ด้วย แต่ขนาดและอวัยวะโดยส่วนใหญ่ในหุ่นจำลองได้มาจากค่าเฉลี่ยของเพศชาย โดยที่ผ่านมา การคำนวณปริมาณรังสีสำหรับหญิงวัยเจริญพันธ์ จะใช้หุ่นจำลองสำหรับเด็กอายุ 15 ปี ของ Cristy และ Eckerman

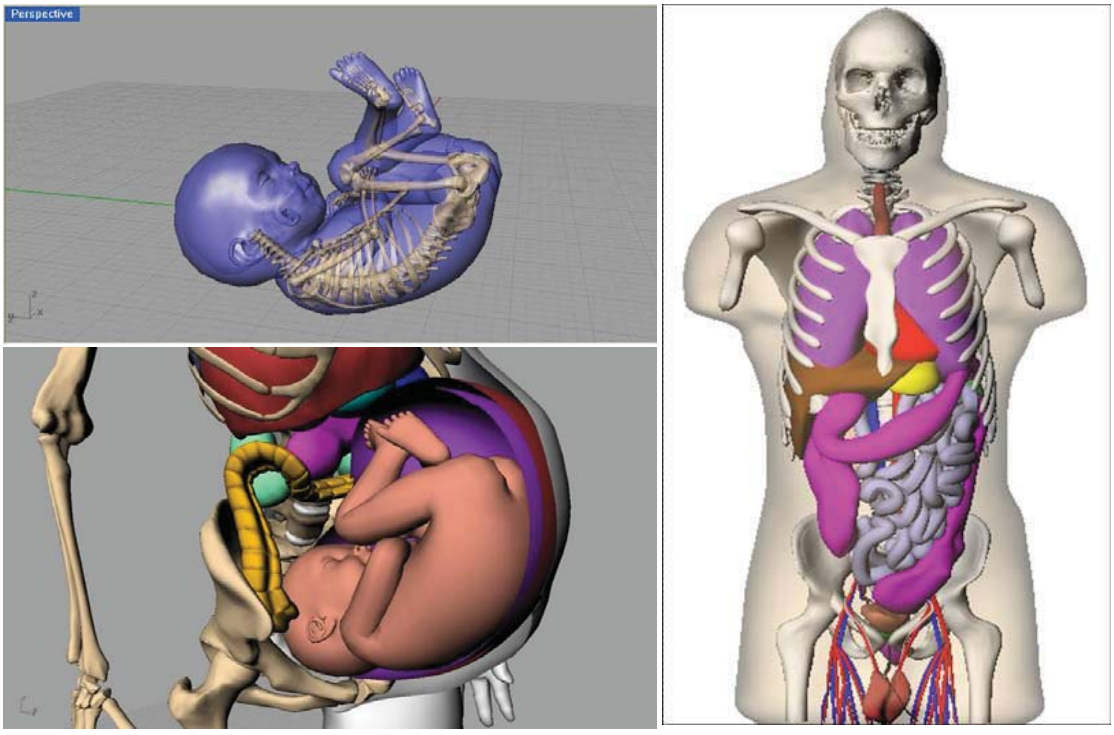
ในปี ค.ศ. 1995 Stabin ได้สร้างหุ่นจำลองมนุษย์สำหรับเพศหญิงโดยเฉพาะ จำนวน 4 ตัว ได้แก่ หุ่นจำลองหญิงวัยเจริญพันธ์, หุ่นจำลองหญิงขณะตั้งครรภ์ 3 เดือน, 6 เดือน และ 9 เดือน เพื่อใช้ในการคำนวณค่า S-factors ของสารเภสัชรังสีชนิดต่าง ๆ ดังตัวอย่างหุ่นจำลองหญิงขณะตั้งครรภ์ 9 เดือน ในรูป 2.6



รูป 2.6 แสดงหุ่นจำลองมนุษย์เพศหญิงขณะตั้งครรภ์ 9 เดือน [24]

ปัจจุบันการคำนวณปริมาณรังสีภายในด้วยวิธี MIRD จึงมีข้อมูลค่ามวลของอวัยวะต่าง ๆ จากหุ่นจำลองมนุษย์ที่ครอบคลุมทุกเพศและทุกวัย ดังแสดงในตาราง 2.7 และ 2.8 ส่งเสริมให้มีความก้าวหน้าในการพัฒนาหุ่นจำลองรูปร่างมนุษย์อย่างต่อเนื่องด้วยเทคโนโลยีการสร้างภาพเคลื่อนไหวโดยใช้คอมพิวเตอร์ (computer animation) เพื่อให้ได้หุ่นจำลองที่มีความใกล้เคียงกับมนุษย์จริงมากยิ่งขึ้น รวมทั้งมีการสร้างหุ่นจำลองที่เป็นอวัยวะใดอวัยวะหนึ่งโดยเฉพาะ ดังแสดงในรูป 2.7

ดังนั้น วิธีการคำนวณค่าปริมาณรังสีภายในร่างกายด้วย MIRD จึงมีแนวโน้มที่จะได้ค่าที่ใกล้เคียงความจริงมากยิ่งขึ้น มีความผิดพลาดน้อยลง และสะดวกรวดเร็วกว่าเดิมด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่มีประสิทธิภาพสูง เช่น โปรแกรม MIRDOSE ที่ได้พัฒนาถึงเวอร์ชั่น OLINDA EXM ที่มีข้อมูลของหุ่นจำลองทั้ง 10 ตัว เป็นฐานข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณ



รูป 2.7 แสดงตัวอย่างหุ่นจำลองที่มีผู้คิดค้นและพัฒนาให้ใกล้เคียงมนุษย์จริงมากยิ่งขึ้น[20]

ตาราง 2.7 แสดงค่ามวลของอวัยวะต่าง ๆ ในหน่วยกรัม สำหรับหุ่นจำลอง 6 ตัวของ Cristy และ Eckerman [10]

	Phantom [Total Phantom Weight (kg)]					
	Newborn (3.4)	Age 1 (9.8)	Age 5 (19)	Age 10 (32)	Age 15 (55)	Adult (70)
Adrenals	5.83	3.52	5.27	7.22	10.5	16.3
Brain	352	884	1260	1360	1410	1420
Breasts-including skin	0.205	1.1	2.17	3.65	407	403
Breasts-excluding skin	0.107	0.732	1.51	2.6	361	351
Gall bladder contents	2.12	4.81	19.7	38.5	49	55.7
Gall bladder wall	0.408	0.91	3.73	7.28	9.27	10.5
GI tract						
LLI contents	6.98	18.3	36.6	61.7	109	143
LLI wall	7.98	20.6	41.4	70	127	167
SI contents and wall	52.9	138	275	465	838	1100
Stomach contents	10.6	36.2	75.1	133	195	260
Stomach wall	6.41	21.8	49.1	85.1	118	158
ULI contents	11.2	28.7	57.9	97.5	176	232
ULI wall	10.5	27.8	55.2	93.4	168	220
Heart contents	36.5	72.7	134	219	347	454
Heart wall	25.4	50.6	92.8	151	241	316
Kidneys	22.9	62.9	116	173	248	299
Liver	121	292	584	887	1400	1910
Lungs	50.6	143	290	453	651	1000
Ovaries	0.328	0.714	1.73	3.13	10.5	8.71
Pancreas	2.8	10.3	23.6	30	64.9	94.3
Remaining tissue	2360	6400	13300	23100	40000	51800
Skeleton						
Active marrow	47	150	320	610	1050	1120
Cortical bone	0	299	875	1580	3220	4000
Trabecular bone	140	200	219	396	806	1000
Skin	118	271	538	888	2150	3010
Spleen	9.11	25.5	48.3	77.4	123	183
Testes	0.843	1.21	1.63	1.89	15.5	39.1
Thymus	11.3	22.9	29.6	31.4	28.4	20.9
Thyroid	1.29	1.78	3.45	7.93	12.4	20.7
Urinary bladder contents	12.4	32.9	64.7	103	160	211
Urinary bladder wall	2.88	7.7	14.5	23.2	35.9	47.6
Uterus	3.85	1.45	2.7	4.16	79	79
Whole body	3600	9720	19800	33200	56800	73700

ตาราง 2.8 แสดงค่ามวลของอวัยวะต่าง ๆ ในหน่วยกรัม สำหรับหุ่นจำลอง 4 ตัวของ Stabin [10]

	Phantom			
	Adult Female (nonpregnant)	3m Pregnant Female	6m Pregnant Female	9m Pregnant Female
Adrenals	14	14	14	14
Brain	1200	1200	1200	1200
Breasts-excluding skin	360	360	360	360
Gall bladder contents	50	50	50	50
Gall bladder wall	8	8	8	8
GI tract				
LLI contents	135	135	135	135
LLI wall	160	160	160	160
SI contents	375	375	375	375
SI wall	600	600	600	600
Stomach contents	230	230	230	230
Stomach wall	140	140	140	140
ULI contents	210	210	210	210
ULI wall	200	200	200	200
Heart contents	410	410	410	410
Heart wall	240	240	240	240
Kidneys	275	275	275	275
Liver	1400	1400	1400	1400
Lungs	651	651	651	651
Ovaries	11	11	11	11
Pancreas	85	85	85	85
Remaining tissue	40000	39300	41700	39500
Skeleton				
Active marrow	1300	1300	1300	1300
Cortical bone	3000	3000	3000	3000
Trabecular bone	750	750	750	750
Skin	1790	1790	1790	1790
Spleen	150	150	150	150
Thymus	20	20	20	20
Thyroid	17	17	17	17
Urinary bladder contents	160	128	107	42.3
Urinary bladder wall	35.9	36.9	34.5	23.9
Uterine wall	80	374	834	1095
Fetus		458	1640	2960
Placenta			310	466
Whole body	58000	58000	61500	63700
Whole body (maternal tissue)	56800	56400	57500	56600

2.2 การประเมินความเสี่ยง

ความเสี่ยง (risk) หมายถึง โอกาสที่จะเกิดความผิดพลาด ความเสียหาย การรั่วไหล ความสูญเปล่า หรือ เหตุการณ์ที่ไม่พึงประสงค์ ซึ่งอาจเกิดขึ้นในอนาคต และมีผลกระทบ หรือทำให้การดำเนินงานไม่ประสบความสำเร็จตามวัตถุประสงค์และเป้าหมายของการดำรงชีวิตหรือองค์กรในด้านต่าง ๆ

การประเมินความเสี่ยง (risk assessment) หมายถึง กระบวนการระบุความเสี่ยง การวิเคราะห์ความเสี่ยง และจัดลำดับความเสี่ยง โดยการประเมินจากโอกาสที่จะเกิดขึ้นและผลกระทบจากความเสี่ยงนั้น ๆ

2.2.1 วิธีการประเมินความเสี่ยงทั่วไป

การประเมินความเสี่ยง เป็นขั้นตอนที่ระบุลำดับความเสี่ยงของอันตรายทั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับกิจกรรมของงานที่ครอบคลุมสถานที่ เครื่องจักร อุปกรณ์ บุคลากร และขั้นตอนการทำงาน ที่อาจก่อให้เกิดการบาดเจ็บหรือเจ็บป่วยความเสียหายต่อทรัพย์สิน ความเสียหายต่อสิ่งแวดล้อม หรือสิ่งต่าง ๆ รวมกัน

การประเมินความเสี่ยง ประกอบด้วย 4 ส่วน คือ

1) การแสดงถึงอันตราย
2) การอธิบายลักษณะของอันตราย
3) การประเมินการได้รับสัมผัส
4) การอธิบายลักษณะของความเสี่ยง

การแสดงถึงอันตราย (hazard identification) หมายถึง การแสดงถึงผลหรือแนวโน้มที่จะเกิดต่อสุขภาพ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับสารใดสารหนึ่งโดยเฉพาะไม่ว่าจะเป็นสารชีวภาพ สารเคมี หรือสารกายภาพ

การอธิบายลักษณะของอันตราย (hazard characterization) หมายถึงการประเมินในเชิงคุณภาพหรือปริมาณของธรรมชาติของผลอันไม่พึงประสงค์ที่อาจเกิดขึ้นจากสิ่งที่ก่อให้เกิดอันตราย

การประเมินการได้รับสัมผัส (exposure assessment) หมายถึง การประเมินเชิงคุณภาพ หรือปริมาณระดับการได้รับสิ่งที่อาจก่อให้เกิดอันตรายจากอาหารหรือจากแหล่งอื่นที่คาดว่าจะเกิดขึ้น เช่น การประเมินการได้รับสัมผัสทางผิวหนัง จากการหายใจ และจากการรับประทาน

การอธิบายลักษณะของความเสี่ยง (risk characterization) เป็นการนำผลจากส่วนประกอบข้างต้นมาประมวลในเชิงคุณภาพหรือปริมาณ เพื่อคาดคะเนโอกาส และความรุนแรงของผลอันไม่พึงประสงค์ที่จะเกิดขึ้นกับประชากรที่กำหนดไว้

การประเมินความเสี่ยงโดยทั่วไป ประกอบด้วย 3 ขั้นตอนหลัก คือ

ขั้นตอนที่หนึ่ง การระบุปัจจัยเสี่ยง (risk identification) เนื่องจากความเสี่ยงมีสาเหตุมาจากปัจจัย ทั้งภายในและภายนอก ปัจจัยเหล่านี้มีผลกระทบต่อวัตถุประสงค์และเป้าหมายหรือผลของการปฏิบัติงาน การระบุปัจจัยเสี่ยงจึงจำเป็นต้องทบทวนว่ามีเหตุการณ์ใด หรือกิจกรรมใดของกระบวนการปฏิบัติงาน ที่อาจก่อให้เกิดความผิดพลาด ความเสียหาย และการไม่บรรลุวัตถุประสงค์ที่กำหนด

ขั้นตอนที่สอง การวิเคราะห์ความเสี่ยง (risk analysis) หลังจากระบุปัจจัยเสี่ยงแล้ว ขั้นตอนต่อไป คือ การวิเคราะห์ความเสี่ยงหรือผลกระทบของความเสี่ยงนั้น ๆ ซึ่งเทคนิคการวิเคราะห์ความเสี่ยงมีหลายวิธี เพราะการวัดความเสี่ยงเป็นตัวเลขว่ามีผลกระทบเท่าไรนั้น เป็นสิ่งที่ทำได้ยาก โดยทั่วไปจะวิเคราะห์ความเสี่ยงโดยประเมินนัยสำคัญหรือผลกระทบของความเสี่ยง (materiality) และความถี่ที่จะเกิด หรือ โอกาสที่จะเกิดความเสี่ยง (frequency) โดยใช้วิธีการให้คะแนน ดังตัวอย่างตามตาราง 2.9

ตาราง 2.9 แสดงตัวอย่างการประเมินโอกาสที่จะเกิดความเสี่ยงโดยใช้วิธีการให้คะแนน[25]

โอกาสจะเกิดความเสี่ยง	ความถี่โดยเฉลี่ย	คะแนน
สูงมาก	1 เดือนต่อครั้ง หรือ มากกว่า	5
สูง	1-6 เดือนต่อครั้ง แต่ไม่เกิน 5 ครั้ง	4
ปานกลาง	1 ปี ต่อครั้ง	3
น้อย	2-3 ปี ต่อครั้ง	2
น้อยมาก	5 ปี ต่อครั้ง	1

ขั้นตอนที่สาม การกำหนดวิธีการควบคุมเพื่อป้องกันหรือลดความเสี่ยง (risk management) เมื่อทราบความเสี่ยงที่มีนัยสำคัญ และโอกาสที่จะเกิดความเสี่ยงแล้ว ควรวิเคราะห์สาเหตุที่ทำให้เกิดความเสี่ยง และพิจารณาว่าจะยอมรับความเสี่ยงนั้น หรือจะกำหนดกิจกรรมการควบคุมต่าง ๆ เพื่อป้องกัน หรือลดความเสี่ยงให้อยู่ในระดับที่สามารถยอมรับได้

2.2.2 การประมาณความเสี่ยงทางรังสี

เนื่องจากปัจจุบันมีการนำรังสีมาประยุกต์ใช้ให้เกิดประโยชน์อย่างแพร่หลาย โดยเฉพาะทางด้านการแพทย์ เพราะสามารถใช้รังสีในการตรวจวินิจฉัยและรักษาโรคได้หลายชนิด แต่การที่เนื้อเยื่อหรืออวัยวะปกติในร่างกายส่วนอื่น ๆ ได้รับปริมาณรังสีไปด้วยก็อาจก่อให้เกิดความเสี่ยงที่จะได้รับอันตรายจากรังสี

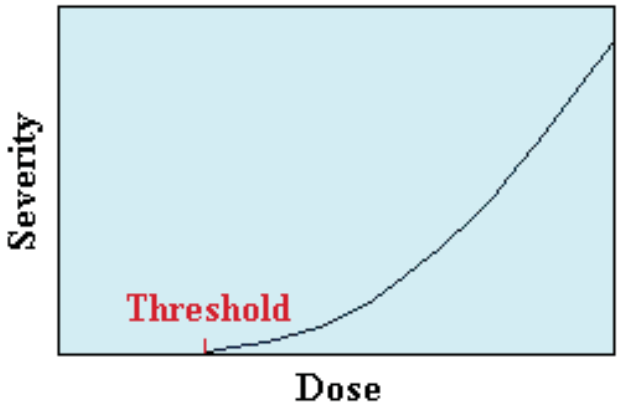
เมื่อร่างกายได้รับรังสีชนิดก่อให้เกิดไอออน รังสีจะถ่ายเทพลังงานให้แก่เซลล์ ทำให้เกิดการกระตุ้น (excitation) หรือเกิดการแตกตัวเป็นไอออน (ionization) โดยกระบวนการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากผลของรังสีจะเกิดขึ้นทันทีที่รังสีทำปฏิกิริยากับเซลล์ ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงไปตามระยะเวลาต่าง ๆ ดังตาราง 2.10

ตาราง 2.10 แสดงการเปลี่ยนแปลงของเซลล์หลังจากทำปฏิกิริยากับรังสีในระยะเวลาต่าง ๆ [26]

Stage	Time scale	Initial event	Final event
Physical	10^{-16} - 10^{-12} sec	ionization of atom	free radical formation
Physico-Chemical	10^{-12} - 10^{-2} sec	free radiacal formation	DNA damage
Biochemical	10sec–several hrs	DNA damage	unrepaired, misrepaired DNA
Biological	hrs - yrs	unrepaired, misrepaired DNA	death, apoptosis, mutagenesis, carcinogenesis

โดยที่การเปลี่ยนแปลงระยะเริ่มต้น คือการเกิดปฏิกิริยาทางฟิสิกส์ ซึ่งจะเกิดภายในระยะเวลา 10^{-16} ถึง 10^{-12} วินาที หลังจากได้รับรังสี โดยรังสีจะถ่ายเทพลังงานให้แก่อะตอมของตัวกลาง ทำให้เกิดการแตกตัวได้อิเล็กตรอนอิสระหลุดออกจากวงโคจร ซึ่งจะไปชนและถ่ายเทพลังงานให้แก่อิเล็กตรอนในอะตอมอื่น ๆ ข้างเคียง ทำให้อะตอมที่สูญเสียอิเล็กตรอนไม่เสถียร สามารถแตกตัวเป็นอนุมูลอิสระ ซึ่งจะมีคุณสมบัติไวต่อการทำปฏิกิริยาเคมีกับสารประกอบอื่น ๆ การเปลี่ยนแปลงในระยะต่อมา คือการเปลี่ยนแปลงทางฟิสิกส์-เคมี ซึ่งจะเกิดขึ้นภายในระยะเวลา 10^{-12} ถึง 10^{-2} วินาที โดยอนุมูลอิสระที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยาทางฟิสิกส์ จะทำปฏิกิริยาทางเคมีกับสารชีวโมเลกุลต่าง ๆ ซึ่งเป็นส่วนประกอบของเซลล์ เช่น โปรตีน ไขมัน คาร์โบไฮเดรต และกรดนิวคลีอิก จากนั้นจะเริ่มเข้าสู่การเปลี่ยนแปลงระยะชีวเคมี คือ การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นภายในระยะเวลาตั้งแต่ 10 วินาทีจนถึงหลายชั่วโมง โดยความเสียหายที่เกิดขึ้นกับส่วนต่าง ๆ ของเซลล์ เช่น ดีเอ็นเอ (DNA) จะมีกระบวนการในการซ่อมแซมความเสียหาย ถ้าความเสียหายของดีเอ็นที่เกิดขึ้นได้รับการซ่อมแซมจะทำให้เซลล์เข้าสู่สภาวะปกติ แต่หากปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นนั้นรุนแรงจนทำให้ไม่สามารถซ่อมแซมความเสียหายได้ หรือซ่อมแซมไม่สมบูรณ์ ก็จะทำให้สายดีเอ็นเอมีความผิดปกติเกิดขึ้น และการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ในระยะสุดท้าย คือการเปลี่ยนแปลงระยะชีวภาพ ซึ่งดีเอ็นเอหรือสารชีวโมเลกุลที่ไม่ได้รับการซ่อมแซมหรือซ่อมแซมไม่สมบูรณ์ อาจทำให้เกิดความผิดปกติในหน้าที่ เช่น ทำให้เซลล์ตายหรือเกิดการกลายพันธุ์ (mutation) รวมถึงการเกิดมะเร็ง โดยผลที่แสดงออกนั้นจะอยู่ในช่วงระยะเวลาตั้งแต่ชั่วโมงถึงหลายปี ขึ้นอยู่กับระดับความเสียหายของเซลล์ โดยรังสีจะมีผลต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิตได้ 2 แบบ คือ

1) deterministic effect หรือ non-stochastic effect หมายถึง ผลที่เกิดขึ้นเมื่อร่างกายได้รับปริมาณรังสีเกินขีดเริ่มเปลี่ยน ทำให้เห็นผลกระทบอย่างชัดเจน ดังแสดงในรูป 2.8 ซึ่งผลนี้จะมีความรุนแรงมากขึ้นเมื่อได้รับปริมาณรังสีมากขึ้น และการตอบสนองต่อรังสีของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดจะแตกต่างกัน โดยพบว่า รังสีจะมีผลต่อเนื้อเยื่อที่มีขบวนการสร้างเซลล์ใหม่มากกว่าเนื้อเยื่อที่มีอัตราการสร้างเซลล์ใหม่ต่ำ ๆ การได้รับรังสีในเด็กหรืออวัยวะไวรังสีจึงเป็นสิ่งที่ต้องให้ความระมัดระวังสูง ตัวอย่างผลชัดเจนของเนื้อเยื่อจากการได้รับปริมาณรังสีเกินขีดเริ่มเปลี่ยน แสดงในตาราง 2.11



รูป 2.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและความรุนแรงของผลจากรังสีแบบ deterministic effect [27]

ตาราง 2.11 แสดงผลชัดเจนของเนื้อเยื่อ เมื่อได้รับรังสีในปริมาณต่าง ๆ [28]

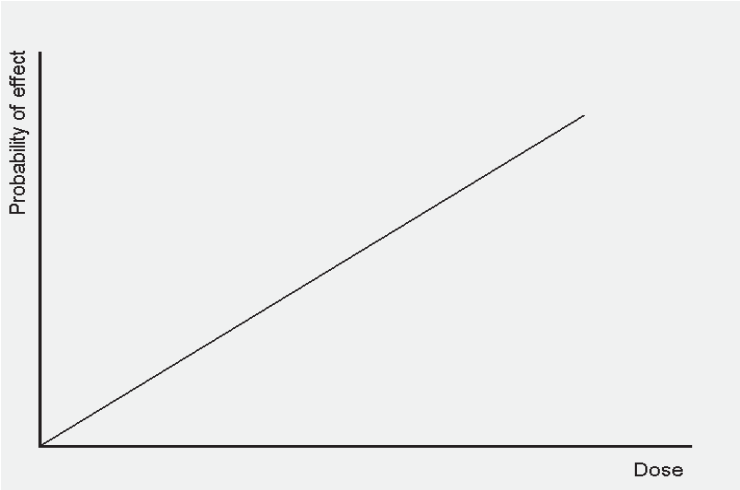
Syndrome	Dose range	Duration of Latent Period	Pathology	Signs and Symptoms	Survival
Hematopoetic (Bone marrow)	> 0.7 Gy (>70rads)	1-3 weeks	bone marrow aplasia leukopenia thromcytopenia anemia	hemorrhage infection	survival possible dose-related death within 2-6 weeks
Gastointestinal (GI)	> 10 Gy (>1,000 rads)	1-4 days	mitotic arrest in epithelium denudation and ulceration of intestinal wall	fever diarrhea disturbance of fluid and electrolyte balance	survival highly improbable death within 3-14 days
Central nervous system (CNS)	> 50 Gy (>5,000 rads)	0-a few hours	vasculitis meningitis encephalitis edema Pyknosis of cerebellar Granule cells	Apathy and drowsiness followed by tremor convolusion ataxia	death within 2 days

จากตาราง 2.11 เมื่อได้รับปริมาณรังสีมากกว่า 0.7 เกรย์ จะมีผลต่อระบบเลือด (hematopoetic or bone marrow syndrome) คือ เซลล์ไขกระดูกถูกทำลาย ไม่สามารถสร้างเซลล์ใหม่ได้ ทำให้เซลล์เลือดทุกชนิดในร่างกายลดจำนวนลง ผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 2-6 สัปดาห์ และหากได้รับปริมาณรังสีมากกว่า 10 เกรย์ จะทำให้เกิดผลของรังสีต่อระบบทางเดินอาหาร (gastrointestinal syndrome) เซลล์ของผนังบุลำไส้จะเสียหายและหลุดลอก ผู้ป่วยจะมีอาการคลื่นไส้อาเจียนอย่างรุนแรง และท้องร่วง ซึ่งจะเสียชีวิตภายในเวลา 3-14 วัน ส่วนผลของรังสีต่อระบบประสาทส่วนกลาง (cerebrovascular syndrome) จะเกิดขึ้นเมื่อได้รับปริมาณรังสีสูงเกิน 50 เกรย์ ผู้ป่วยจะหมดสติ ระบบเลือดและระบบทางเดินอาหารเสียหายอย่างรุนแรง และเสียชีวิตภายใน 2 วัน

2) stochastic effect หมายถึง ผลของรังสีที่คาดคะเนจากข้อมูลทางสถิติของผู้ที่ได้รับรังสี โดยโอกาสเกิดผลกระทบจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสี ดังแสดงในรูป 2.9 เช่น โอกาสของการเกิดมะเร็งจะเพิ่มขึ้นเมื่อได้รับปริมาณรังสีสูงขึ้น ซึ่งการศึกษาถึงผลไม่ชัดเจนของการได้รับรังสีนี้ จะศึกษาจากกลุ่มประชากรที่รอดชีวิตจากการได้รับรังสีปริมาณสูงในครั้งเดียว เช่น ประชากรในเมืองฮิโรชิมาและเมืองนางาซากิ ประเทศญี่ปุ่น ที่รอดชีวิตจากระเบิดนิวเคลียร์ในปี ค.ศ.1945 ประชากรในเขตเมืองเชอร์โนบิลประเทศยูเครนที่ได้รับรังสีจากอุบัติเหตุเตาปฏิกรณ์ปรมาณูระเบิด ปี ค.ศ.1986 ส่วนการศึกษาถึงผลของรังสีปริมาณต่ำ ๆ ในมนุษย์นั้นต้องใช้เวลาในการเก็บข้อมูลจากกลุ่มประชากรที่ได้รับรังสีปริมาณต่ำ ๆ อย่างต่อเนื่อง เช่น กลุ่มบุคลากรที่ทำงานกับรังสี กลุ่มบุคลากรด้านการบิน ฯลฯ ดังนั้นในปัจจุบันจึงมีการรวบรวมข้อมูลการได้รับปริมาณรังสีของมนุษย์ในปริมาณต่ำๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการได้รับรังสีจากการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์เพื่อนำไปวิเคราะห์ถึงผลไม่ชัดเจนของรังสีได้มากขึ้น

วิธีประมาณความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งชนิดร้ายแรง ทำได้โดยการนำปริมาณรังสียังผลเฉลี่ยของการตรวจแต่ละชนิด ซึ่งมีหน่วยเป็น ซีเวิร์ต คูณกับค่า nominal probability coefficients ของการเกิด stochastic effect ซึ่งกำหนดโดย ICRP publication 60 และ 103 ดังแสดงในตาราง 2.12 ผลลัพธ์ที่ได้ คือความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งชนิดร้ายแรงสำหรับการได้รับรังสีของประชากรทุกช่วงอายุและประชากรวัยทำงาน มีหน่วยเป็นร้อยละ ดังสมการ

$$\textit{mean effective dose (Sv) x fatal cancer risk } (\%\,Sv^{-1}) \qquad (2.16)$$



รูป 2.9 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและโอกาสเกิดผลของรังสีแบบ stochastic effect [29]

ตาราง 2.12 แสดงค่า nominal probability coefficients ของการเกิด stochastic effect ($\%\,Sv^{-1}$) ซึ่งกำหนดโดย ICRP publication 60 และ ICRP publication 103 [13,15]

Exposed population	Cancer		Heritable effects		Total	
	ICRP 103	ICRP 60	ICRP 103	ICRP 60	ICRP 103	ICRP 60
Whole	5.5	6.0	0.2	1.3	5.7	7.3
Adult	4.1	4.8	0.1	0.8	4.2	5.6

* Whole is mean the compound of infants children and adult
Adult is mean adult worker (20-64)